

(19)日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平10-75951

(43)公開日 平成10年(1998)3月24日

(51)Int.Cl.<sup>6</sup>

識別記号 庁内整理番号

A 61 B 8/00

F I

A 61 B 8/00

技術表示箇所

(21)出願番号 特願平9-179618

(22)出願日 平成9年(1997)7月4日

(31)優先権主張番号 695, 267

(32)優先日 1996年8月9日

(33)優先権主張国 米国(US)

審査請求 未請求 請求項の数1 O.L (全9頁)

(71)出願人 590000400

ヒューレット・パッカード・カンパニー  
アメリカ合衆国カリフォルニア州バロアルト  
ハノーバー・ストリート 3000

(72)発明者 パトリック・ジー・ラフタ

アメリカ合衆国マサチューセッツ州ウォバーン、ロカスト・ストリート111 ティー・エイチナンバー53

(72)発明者 ロナルド・ディー・ガツク

アメリカ合衆国マサチューセッツ州レキシントン、プロスペクト・ヒルロード75

(74)代理人 弁理士 上野 英夫

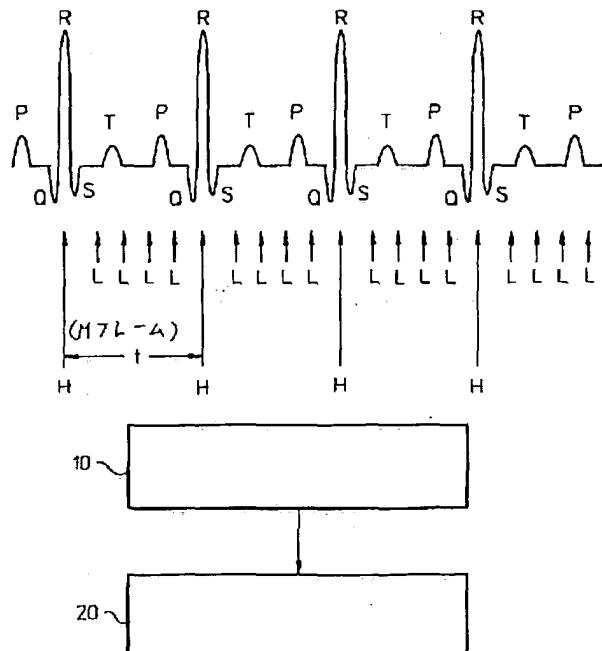
最終頁に続く

(54)【発明の名称】超音波イメージング方法

(57)【要約】

【目的】微小泡造影剤を使った心臓の超音波イメージングを行う際に超音波の照射によって微少泡造影剤が破壊される速度を低減させる。

【構成・作用】イメージング・フレームの発射の際の超音波エネルギーを、フレーム毎に異なる。これによって、映像のコントラストを高くし、かつそのコントラストを持続させることができる。



## 【特許請求の範囲】

【請求項 1】超音波造影剤を患者に投与し、各周期に大パワー刺激を加えて大パワー刺激イメージを作成し、前記大パワー刺激イメージを受取って処理し、各周期に  $M$  ( $M \geq 0$ ) 個の小パワー刺激を印加して多数の小パワー刺激イメージを作成し、多数の前記小パワー刺激イメージを受取って処理する、超音波イメージング方法。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【産業上の利用分野】本発明は超音波イメージング・システムに関する。特に、本発明は超音波造影剤からの応答を検出する際の感度を増すことを目的としている。

## 【0002】

【従来技術及びその問題点】医用超音波イメージング・システムは、入射する超音波エネルギーが線形応答を生ずるという前提のもとに計画されてきた。線形であるためには、システムは次の条件に従わなければならない： $x_1(t)$  がシステム入力であって  $y_1(t)$  がそれに対応する出力であり、また  $x_2(t)$  がシステム入力であって  $y_2(t)$  がそれに対応する出力であるならば、入力  $(a \times x_1(t) + b \times x_2(t))$  は出力  $(a \times y_1(t) + b \times y_2(t))$  を与える。

【0003】現在の研究の流れは超音波エネルギーに対する非線形応答を研究することに集中している。たとえば、幾つかの造影剤は基本励起周波数の照射超音波エネルギーに対して 2 次高調波応答を与えることが見出されており、このエネルギーを使用して周りの組織についての診断情報を増すことができる。2 次高調波応答は、造影剤が増大する超音波圧力のもとにあって、エネルギーを基本波の他に基本周波数の高調波にも「マッピング」するとき生ずる。最近、微小泡(microbubble)ベースの造影剤が共振すると、それらが破壊されることが見出された。

【0004】Johnson 他が米国特許第5,456,257号に開示している従来技術の一つの診断システムでは、患者の身体の内部にコーティングされた微小泡造影剤が存在することが、微小泡の破壊を生ずる超音波エネルギーを送出することにより検出される。この診断システムは、微小泡の破壊を、一連の超音波送信から受取ったエコーの位相不感検波及び微分により検出する。

【0005】泡検出の感度を向上させ、泡の破壊を最小限にしてイメージのコントラスト効果の増大を長続きさせることができるフレーム・シーケンシング技術を設計することが望ましい。

## 【0006】

【概要】超音波エネルギーは大量の微小泡を急速に破壊することが観察されている。イメージのコントラスト効果の持続時間及び強度は通常のイメージング・フレーム・レートやパワー・レベルのもとでは大幅に減少する。

超音波イメージ・フレームを種々の送信パワーで戦略的に発射し、またフレーム毎の送信ラインの数を減らすことによりイメージング・シーケンスを変えると、コントラスト効果を高める（最大強度及び持続時間を増す）ことができる。血流及び後方散乱は心搏周期を通じて変わるので、ECG でフレーム・シーケンスにトリガをかけるのが望ましいかもしれない。そのようにする代わりに、シーケンスに ECG 信号でトリガをかけさせて、呼吸信号でゲートすることにより、心臓の呼吸による運動

10 及び心臓血流の呼吸による変動を補償することが望ましいかもしれない。これらのシーケンスはカラー・ドップラ、パワー・ドップラ、または 2D イメージング技術に適用できるだろう。

## 【0007】

【実施例】造影剤は超音波場が存在するとき共振し、受信信号は今日の超音波スキャナにより検出することができる。送信パワーが高くなれば、微小泡の後方散乱断面積が、特に高調波モードで大きくなり、従って入射した超音波信号の大部分が散乱する。しかし、コントラスト効果の持続時間は、おそらく微小泡の破壊が増大しそれに従って濃度が低くなるため、短くなる。このコントラスト効果を最適にするのに別のイメージング・シーケンスを使用することができる。

【0008】現在の超音波スキャナは解剖学的構造をリアルタイムで動的に可視化するのに毎秒約 30 フレームを送信する。フレーム・レートはイメージングを行う深さ、フレーム毎の送信ラインの数、及びイメージング周波数によって変わる。造影剤を用いてイメージングを行うとき、大パワー・フレームを伝送し、続いて一連の大パワー・フレームを伝送するのが良いであろう。小パワー・フレームはコントラスト効果を持続させながらリアルタイムでのイメージングを可能にし、大パワー・フレームは造影剤対組織（信号対雑音）比を大きくする。

【0009】イメージング・シーケンスを患者の ECG に同期させると、一連の大パワー・フレームを戦略的に得ることができる。これらのフレームが心搏周期の同じ点、あるいは心搏周期上の違う点で発射起させて、シネループ法を使用して多数の心搏周期を継ぎ合わせて完全心搏周期を得ることができる。大パワー・フレームを極小にするとコントラスト効果を持続させることができ、それにより送り出しの割合及び量の計算や壁運動解析のための心臓内境界の検出を容易にする。同時に、大パワー・フレームは心筋灌流及び、コントラストのウォッシュイン及びウォッシュアウトのような重要なタイミング・パラメータの測定を可能にする。呼吸信号を遮断することにより、患者の呼吸により心搏周期毎に生ずる心臓の移動から生ずるアーティファクトを極小にすることを助ける。オプションとして、シーケンスを基本波イメージングと高調波イメージングの混合により行ってよい。たとえば、大パワー・フレームを高調波モードで、小パワ

50

一・フレームを基本波モードで送信するのが最良である。これらのシーケンスをすべての超音波イメージング・モード—2Dイメージング、カラー・フロー、パワー・ドブラ・イメージング、ドブラ組織カラー化などにわたって適用することができる。

【0010】その他に、送信ラインの数を制限してもコントラスト効果を増大し、持続させることができる。一般に、各超音波イメージ・フレームは別々の角度で進む100本以上の送信ラインから構成されている。送信されるライン数がもっと少ない場合、受信バス上で並列処理を行ってイメージを補填することができる。これを上述のイメージング・シーケンスと組み合わせるとより長期間のコントラスト効果が得られさえする。

【0011】図1は超音波イメージング機器110の機能ブロック図を示す。超音波プローブ114は受信回路116及び送信回路117に接続されている。受信回路116は更に表示装置118に接続されている。

【0012】動作に当って、造影剤が患者の上大静脈のような血流に注入される。造影剤は組織に対する血液プールの後方散乱を改善する。血液は黒で、組織は白である。本発明に関して説明したように、超音波イメージ・エネルギーは超音波プローブ114により心臓112に加えられる。受信イメージを使用して患者の心臓血流の特徴を明らかにすることができます。

【0013】図2は本方法に関する時間プロセス・フローチャートを示す。このフローチャートの各ブロックの操作は以下のようになっている：

10 : 大パワー刺激を各心搏周期について印加し、イメージを受信する

20 : M個の小パワー刺激を各周期 t 毎に印加し、イメージを処理する

ステップ10で、周期当たり1つの大パワー・フレーム（図2ではHで表す。図3以降についても同様）が発射され、イメージが集められる。大パワー・フレームは、オプションとして、ECG波形によってトリガされ、またはECGによってトリガされて呼吸波形により更にゲートされる。ステップ20で、M (M ≥ 0) 個の小パワー・フレーム（図2ではHで表す。図3以降についても同様）が大パワー・フレーム間に発射される。大パワー・フレームを別に処理してシネループに記憶させることができる。

【0014】図3は図2に示すプロセス・フローチャートの変形を示す。このフローチャートの各ブロックの操作は以下のようないくつかの操作を行う：

10 A : N回の心搏周期毎に大パワー刺激を印加し、イメージを受信する

20 : 各周期 t 毎にM個の小パワー刺激を印加してイメージを受信する

ステップ10Aで、1つの大パワー・フレームがN (N ≥ 1) 周期毎に発射される。

【0015】図4は図2に示すプロセス・フローチャートの他の変形を示している。このフローチャートの各ブロックは以下のような操作を行う：

10 B : N (N ≥ 1) 回の心搏周期毎に大パワー刺激を印加し、イメージを受信する。それ以後の大パワー刺激毎に遅延を入れる。

20 : 各周期 t 毎にM個の小パワー刺激を印加してイメージを受信する

ステップ10Bで、1つの大パワー・フレームがN (N ≥ 1) 心搏周期毎に発射され、それ以後の各大パワー・フレームがECGトリガ（すなわち、R波）に対して増分的に遅延させられる。また、呼吸ゲート処理付きでECGによるトリガを行うことは、呼吸による肺のアティファクト及び心臓の動きを減らすのに望ましい。

【0016】図5は図2に示すプロセス・フローチャートの他の変形を示す。このフローチャートの各ブロックは以下のような操作を行う：

10 B : N (N ≥ 1) 回の心搏周期毎に大パワー刺激を印加し、イメージを受信する。それ以後の大パワー刺激毎に遅延を入れる。

20 : 各周期 t 毎にM = 0 個の小パワー刺激を印加してイメージを受信する

ステップ10Bで、1つの大パワー・フレームがN (N ≥ 1) 心搏周期毎に発射され、各大パワー・フレームがECGトリガ（すなわち、R波）から増分的に遅延される。このようにする代わりに、フレームをECGトリガから遅延させ、呼吸によりゲートすることもできる。図5に示すものは、図3において小パワー・フレームをなくした特別の場合である。

【0017】図6は図2に示すプロセス・フローチャートの他の変形を示す。このフローチャートの各ブロックは以下のような操作を行う：

10 : Q (Q ≥ 1) 個の大パワー刺激をN (N ≥ 1) 回の心搏周期毎に印加し、イメージを受信する

10 A : N回の心搏周期毎に第2の大パワー刺激を印加する。第1の大パワー刺激に対する第2の大パワー刺激の遅延は回を経る毎に増分的に大きくなっていく。

20 A : 周期 t 毎にM個の可変小パワー刺激を印加し、イメージを受信する

これは図2と図4に示した方法を組合せたものである。この方法によってフローを測定することができる。心搏周期の同じ点でN周期 (N ≥ 1) 毎に発射される大パワー・フレームは造影剤を破壊するのに使用される。N周期 (N ≥ 1) 每に発射されるが第1の大パワー・フレームと必ずしも同じ周期ではない第2の大パワー・フレームは、第1の大パワー・フレーム以来復帰した造影剤の量を測定する。このシーケンスは心筋（または他の器官）の血流の表示を与えることができる。

【0018】図7は大パワー・フレームだけが発射される図6の特別の場合である。このフローチャートの各ブ

ロックは以下のような操作を行う：

10：大パワー刺激を各心搏周期について印加し、イメージを受信する

10A：N回の心搏周期毎に大パワー刺激を印加し、イメージを受信する

20：各周期t毎にM=0個の小パワー刺激を印加してイメージを受信する

【0019】図8は図2及び図3の変形を示す。このフローチャートの各ブロックは以下のような操作を行う：

10C：2種の遅延を交互に取る大パワー刺激を印加して、イメージを受信する

20A：周期t毎にM個の可変小パワー刺激を印加し、イメージを受信する

ステップ10Cで、一つの大パワー・フレームが交互に変化する遅延を伴って（すなわち、或るサイクルでは心収縮期、次のサイクルでは心拡張期）N周期（N≥1）毎に発射される。ステップ20Aで、M（M≥0）個の可変小パワー・フレームが大パワー・フレーム間に発射される。フレームはECGと同期しているかまたはECGによってトリガされ、呼吸信号によりゲートされる。

【0020】図9は小パワー・フレームが発射されない、図8の変形を示す。このフローチャートの各ブロックは以下のような操作を行う：

10C：2種の遅延を交互に取る大パワー刺激を印加して、イメージを受信する

20A：周期t毎にM=0個の小パワー刺激を印加し、イメージを受信する

【0021】図10は図2の変形を示す。このフローチャートの各ブロックは以下のような操作を行う：

10D：心搏周期毎に複数の大パワー刺激を印加して、イメージを受信する

20A：周期t毎にM個の可変小パワー刺激を印加し、イメージを受信する

Q（Q≥1）個の大パワー・フレームが心搏周期毎に発射され、大パワー・フレーム間にM（M≥0）個の可変小パワー・フレームが発射される。シーケンスは今回もECGと同期しているか、あるいはECGによってトリガされ、呼吸信号によりゲートされる。

【0022】図11は図2の変形を示す。このフローチャートの各ブロックは以下のような操作を行う：

10D：心搏周期毎に複数の大パワー刺激を印加して、イメージを受信する

20：各周期t毎にM=0個の小パワー刺激を印加してイメージを処理する

Q（Q≥1）個の大パワー・フレームが心搏周期毎に発射される。これはECGに同期したフレーム・レート制御である。オプションとして、非同期フレーム・レート制御を造影剤と共に使用し、標準の30Hzイメージングからダイアル・バックすることができる。

【0023】図12は図10の変形である。このフロー

チャートの各ブロックは以下のような操作を行う：

10D：N回の心搏周期毎に複数の大パワー刺激を印加して、イメージを受信する

20：各周期t毎にM個の小パワー刺激を印加してイメージを受信する

Q（Q≥1）個の大パワー・フレームが、N（N≥1）心搏周期毎に発射され、その間に可変量の小パワー・フレームが発射される。このシーケンスはECGによってトリガされ、またはECGによってトリガされ、呼吸によってゲートされる。

【0024】図13は小パワー・フレームが発射されない、図12の変形である。このフローチャートの各ブロックは以下のような操作を行う：

10D：N回の心搏周期毎に複数の大パワー刺激を印加して、イメージを受信する

20A：各周期t毎にM=0個の小パワー刺激を印加してイメージを受信する

Q（Q≥1）個の大パワー・フレームがN（N≥1）心搏周期毎に繰り返される周期毎に発射される。

【0025】以下に本発明の実施の態様の例を列挙する。

【0026】〔実施態様1〕超音波造影剤を患者に投与し、各周期に大パワー刺激を加えて大パワー刺激イメージを作成し（10）、前記大パワー刺激イメージを受取って処理し（10）、各周期にM（M≥0）個の小パワー刺激を印加して多数の小パワー刺激イメージを作成し（20）、多数の前記小パワー刺激イメージを受取って処理する（20）、超音波イメージング方法。

【0027】〔実施態様2〕前記大パワー刺激により各周期が始まる事を特徴とする実施態様1に記載の方

法。

【0028】〔実施態様3〕前記大パワー刺激は患者のECGと同期しており、前記周期の持続時間はN（N≥1）心搏周期であることを特徴とする実施態様2に記載の方法。

【0029】〔実施態様4〕前記周期は患者の呼吸信号によりゲートされることを特徴とする実施態様3に記載の方法。

【0030】〔実施態様5〕後続の各周期はECGに同期したトリガから増分的に遅延し、トリガはN（N≥1）心搏周期毎に生ずる（10B）ことを特徴とする実施態様2に記載の方法。

【0031】〔実施態様6〕前記ECGに同期したトリガは更に患者の呼吸信号によってゲートされることを特徴とする実施態様5に記載の方法。

【0032】〔実施態様7〕一連の周期はECGに基づくトリガに同期しており、前記トリガはN（N≥1）心搏周期毎に生ずる（10A）ことを特徴とする実施態様2に記載の方法。

【0033】〔実施態様8〕前記一連の周期についての

各周期の持続時間は心搏周期の一定の割合であることを特徴とする実施態様 7 に記載の方法。

【0034】〔実施態様 9〕前記一連の周期は更に呼吸信号によりゲートされることを特徴とする実施態様 8 に記載の方法。

【0035】〔実施態様 10〕前記Nは1であることを特徴とする実施態様 9 に記載の方法。

【0036】〔実施態様 11〕前記Mは0であることを特徴とする実施態様 10 に記載の方法。

【0037】〔実施態様 12〕前記一連の周期は2つの周期から成り、その一方の周期は終端心拡張期で始まり、その他方の周期は終端心収縮期で始まる(10C)ことを特徴とする実施態様 8 に記載の方法。 10

【0038】〔実施態様 13〕前記Nは1であることを特徴とする実施態様 8 に記載の方法。

【0039】〔実施態様 14〕前記Mは0であることを特徴とする実施態様 13 に記載の方法。

【0040】〔実施態様 15〕前記小パワー刺激は前記大パワー刺激よりも3dB以上小さいことを特徴とする実施態様 1 に記載の方法。 20

【0041】〔実施態様 16〕超音波造影剤を患者に投与し、各周期でQ ( $Q \geq 1$ ) 個の大パワー刺激を加えて造影剤を破壊し、複数の大パワー刺激ベースライン・イメージを発生し(10)、複数の前記大パワー刺激ベースライン・イメージを受取って処理し(10)、各周期でM ( $M \geq 1$ ) 個の前記大パワー刺激を加えて複数の小パワー刺激イメージを作成し(20)、複数の前記小パワー刺激イメージを受取って処理し(20A)、同じ期間中にQ 個の前記大パワー刺激に対して遅延された別の大パワー刺激を印加し(10A)、第2の前記大パワー刺激イメージを受取って処理し(10A)、各周期で第2のグループのS ( $S \geq 0$ ) 個の前記小パワー刺激を印加してて多数の前記小パワー刺激イメージを作成し(20)、複数の前記小パワー刺激イメージを受取って処理する(20A) 超音波イメージング方法。 30

【0042】〔実施態様 17〕周期は、Q ( $Q \geq 1$ ) 個の前記大パワー刺激で始まり、M ( $M \geq 1$ ) 個の前記小パワー刺激がそれに続き、更に1つの前記大パワー刺激

が続き、S ( $S \geq 0$ ) 個の前記小パワー刺激で終わるシーケンスであり、前記周期はECCの特定の点に同期し、その持続時間はN ( $N \geq 1$ ) 心搏周期であり、刺激はイメージを形成する一群の送信ラインであることを特徴とする実施態様 16 に記載の方法。

【0043】〔実施態様 18〕前記第2の大パワー刺激は前記第1のQ個の大パワー刺激に対して増分的に遅延させられていることを特徴とする実施態様 17 に記載の方法。

【0044】〔実施態様 19〕前記シーケンスは更に呼吸信号によりゲートされることを特徴とする実施態様 18 に記載の方法。

【0045】〔実施態様 20〕前記小パワー刺激は前記大パワー刺激よりも3dB以上小さいことを特徴とする実施態様 18 に記載の方法。

#### 【図面の簡単な説明】

【図1】超音波イメージング機器の機能ブロック図。

【図2】方法の、時間的プロセス・フローチャート。

【図3】図2に示すフローチャートの変形を示す図。

【図4】図2に示すフローチャートの変形を示す図。

【図5】図2に示すフローチャートの変形を示す図。

【図6】図2に示すフローチャートの変形を示す図。

【図7】図6に示すフローチャートの変形を示す図。

【図8】図2及び図3に示すフローチャートの変形を示す図。

【図9】図8に示すフローチャートの変形を示す図。

【図10】図2に示すフローチャートの変形を示す図。

【図11】図2に示すフローチャートの変形を示す図。

【図12】図10に示すフローチャートの変形を示す図。

【図13】図12に示すフローチャートの変形を示す図。

#### 【符号の説明】

110：超音波イメージング機器

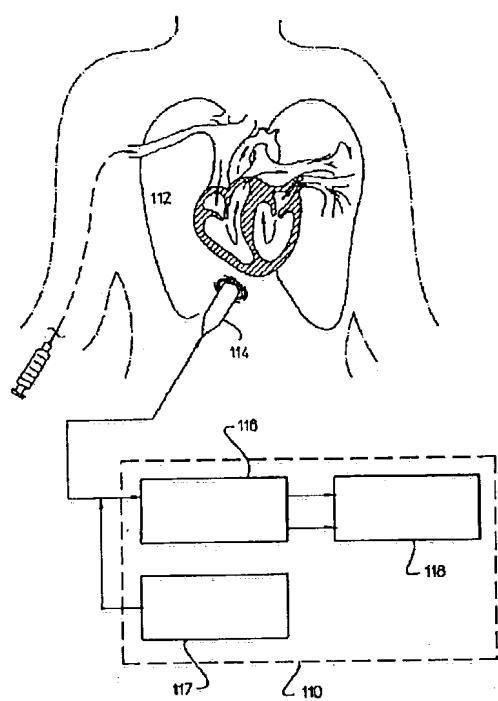
112：心臓

114：超音波プローブ

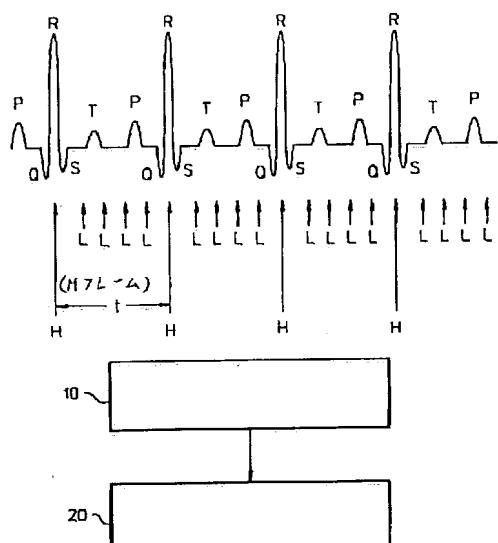
116：受信回路

117：送信回路

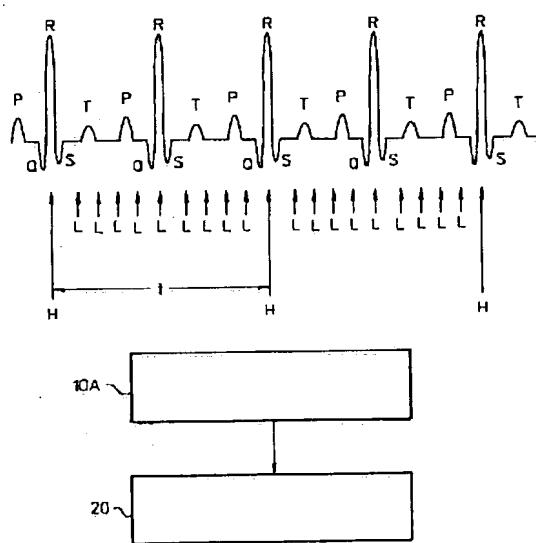
【図 1】



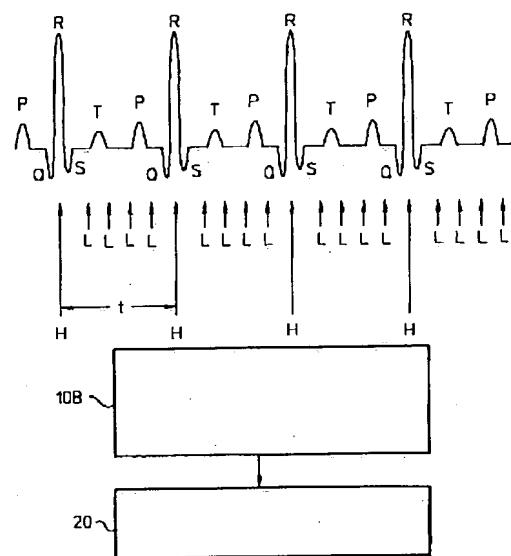
【図 2】



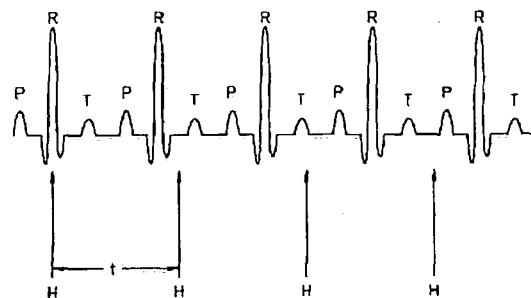
【図 3】



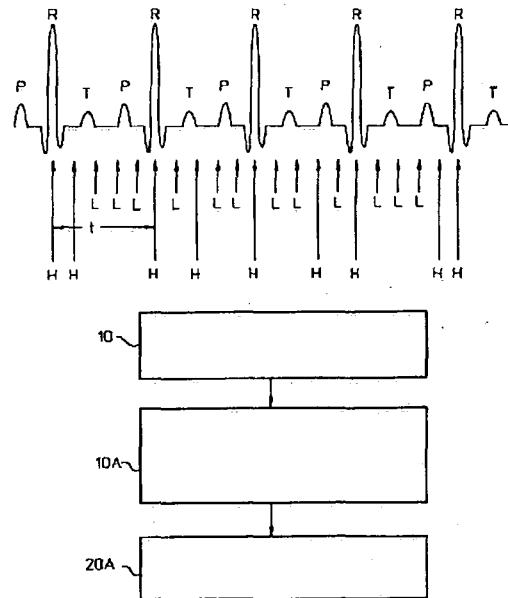
【図 4】



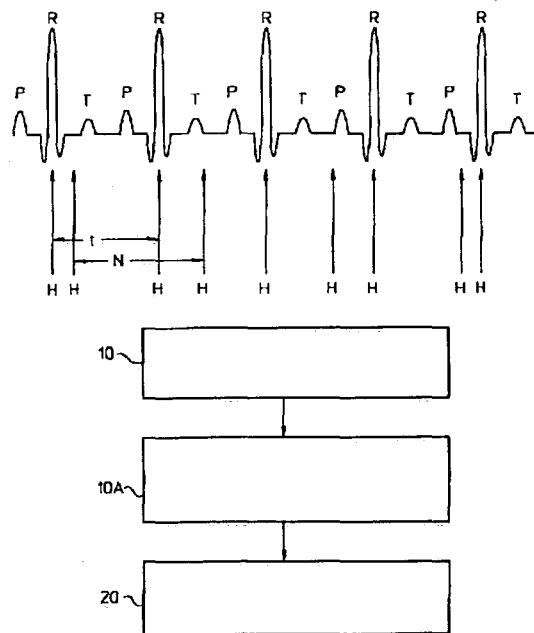
【図5】



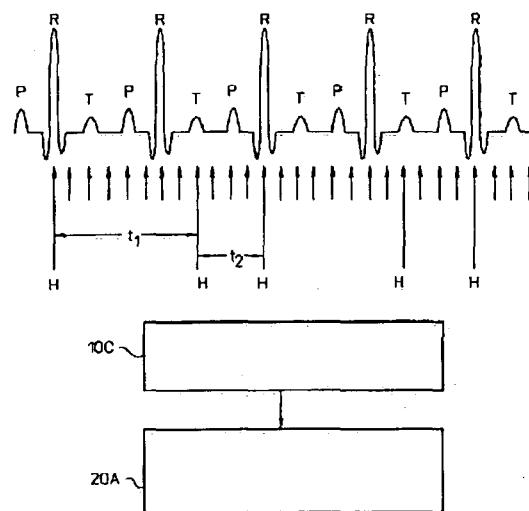
【図6】



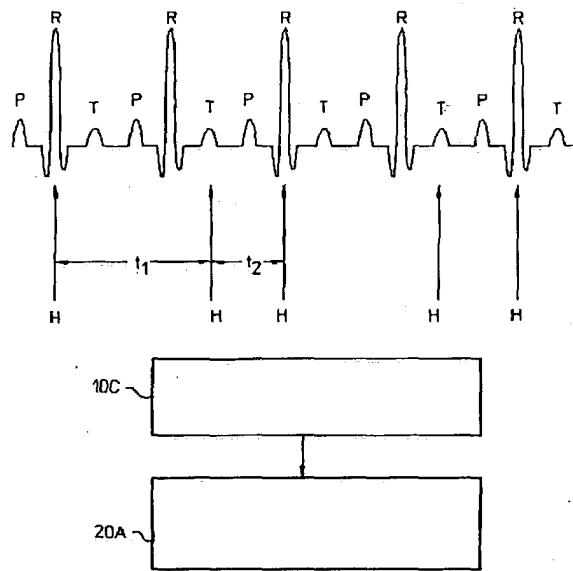
【図7】



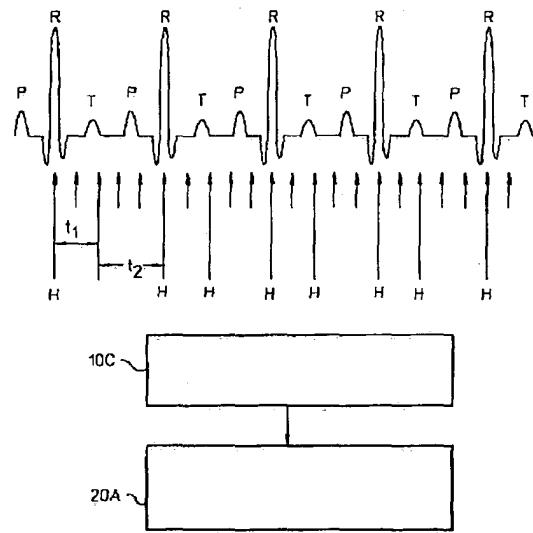
【図8】



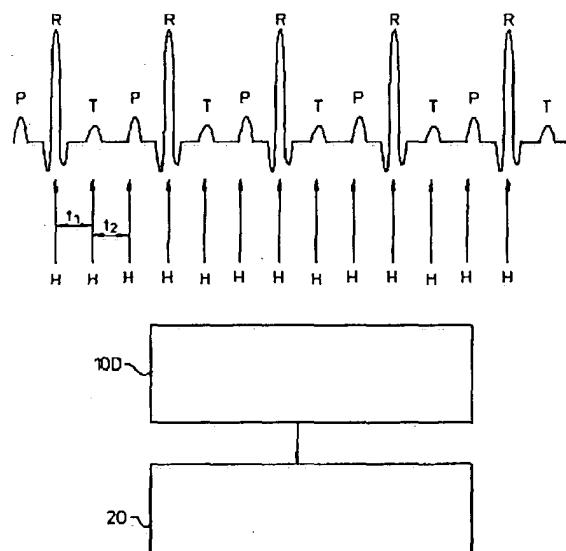
【図9】



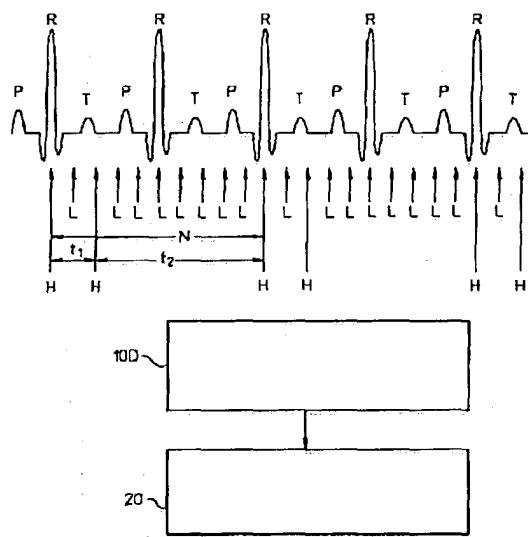
【図10】



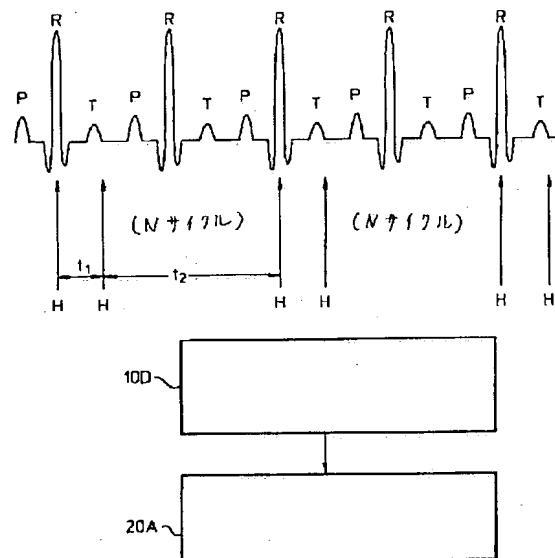
【図11】



【図12】



【図 13】



フロントページの続き

(72)発明者 オーウイン・ピー・ディサ  
アメリカ合衆国マサチューセッツ州ケンブ  
リッジ、マス・アヴェニュー1600 ナンバ  
-608

# フラッシュエコー映像法の検討(5)

## --- negative pressure threshold について ---

神山直久, 河野優子\*, 嶺喜隆, 志岐栄一\*\*, 森安史典\*

(東芝医技機器技術研究所, \*京都大学医学部消化器内科,  
\*\*東芝メディカルエンジニアリング)

**【はじめに】** コントラストエコー法の応用技術として、間歇送信によって瞬間に大きな輝度画像を得るフラッシュ・エコー・イメージング(以下FEI)を報告した[1][2]。気泡消失の瞬間のメカニズムについては明らかになっていないが、この現象は送信周波数、音圧に大きく依存ことはわかっている。本稿では照射音圧とフラッシュエコーの関係から、気泡消失の閾値について考察する。

**【理論値】** C.Holland et al.[3]の報告にある式を用いて、水中に存在する気泡の直径と、それが崩壊するnegative pressureの閾値との関係を求めると、Fig.1のようになる(ここで送信周波数は2.5MHz、気泡内容は空気とした)。図より、この周波数における最低閾値は約0.42MPa(直径約0.8μm)であることがわかる。

**【実験】** 直径4cmのゴム製チューブ内にLevovist<sup>®</sup>を濃度0.1mg/mlで溶かし、十分放置した後に2.5MHzパルスで照射し、受信信号の焦域付近の周波数解析をフレーム毎に行った。実験は、送信音圧を変化させて複数回行った。

**【結果と考察】** Fig.2は周波数解析後のスペクトラムの2.5MHz成分のフレームによる変化を示している。送信音圧のnegative pressureはPa=1.0 [MPa]である。以下Pb, Pc, PdはPaに比べ-3dB, -6dB, -9dBとなる値である。またグラフは送信パワの差を補うたちで補正してプロットしてある。このような処理を行えば、減衰のない水中における寒天ファントムのスペクトルでは、送信パワによらず同等なレベルに補正されることを確認した。

Pa, Pbでは、フレームによるパワの減少、すなわちFlash Echoが得られている。特に、補正後にも関わらずフレーム1では、Pc, Pdよりも高い値を示している。このことは、Flash Echoは単に気泡が凝集→消失するだけではなく、消失時に発生する特別な信号が検出されていることを示唆するものである。

音圧Pcでは微小な減少が見られ、Pdではほとんど変化が見られない。ここでPc=0.45[MPa]で、Fig.1の最低閾値とほぼ一致しており、Flash Echo最適化の指標となる可能性がある。また、16フレームを見ると、Paでの高パワ照射時には、Pdよりも15dBも低い信号となる。これは明らかに気泡消失のためと考えられるが、このことは、通常の連続送信で行うコントラストエコー法では、最高音圧でスキャンすることが必ずしも最

高S/N比で観測できるわけではないことを示すものである。

**【まとめ】** 上記の結果より、FEIでは比較的高音圧で、また連続スキャンでの観察は比較的低音圧で行うのが有利であることが解る。しかし気泡が消失する条件は送信条件の他、造影剤の種類、被検体等によっても異なるため、各々のケースについて検討し、最適化を図ることが重要であろう。

### 【文献】

- [1] 神山他, 第67回日超医講論集23, p.275 (1996.6)
- [2] 神山他, 第68回日超医講論集23, p.267 (1996.11)
- [3] Holland and Apfel, "An Improved Theory...", IEEE Trans. Ultrason. Ferroelec. Freq. Contr., vol.36, No.2(1989)

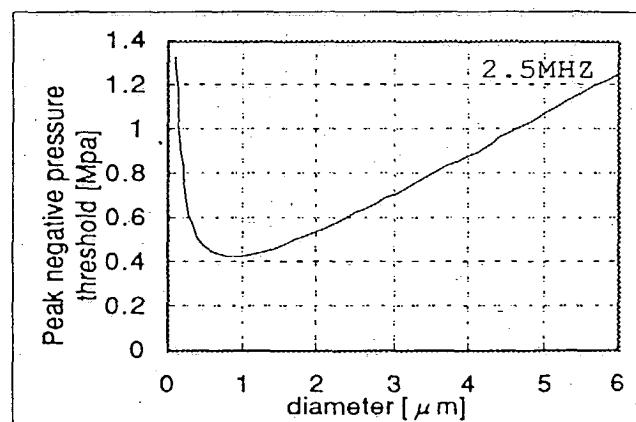


Fig.1 Peak negative pressure 閾値(2.5MHz)

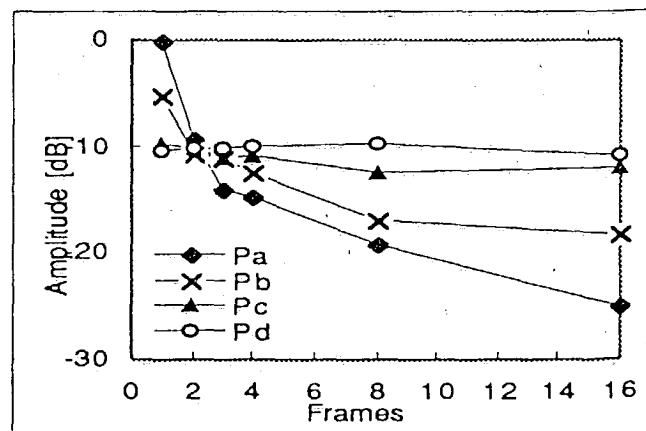


Fig.2 Echo signalの2.5MHz成分

Study of Flash Echo Imaging (5) : Examination for negative pressure threshold.

N.Kamiyama, F.Moriyasu, Y.Mine, Y.Kono, E.Shiki, (Medical Engineering Laboratory, Toshiba Corp. Otarawa, Tochigi, \*Toshiba Medical Eng., Otarawa, \*\*Diagnostics Laboratory, Kyoto University)

## 編集後記

### 卒業と入学の時期

今日は3月30日、早朝庭に出る。暖かな春の空気に小鳥の鳴りが伝わり、桜の花が開き始めている。東京は例年よりも早い桜の開花である。

桜が咲いて、もろもろの花々が咲いて、山々がまるで細かな霧に包まれたようになる。鶯や、たくさんの鳥があちらこちらで鳴り、そのような景色や声を見聞している早朝の一時、時を超えるひととき、春というものは宵よりも曙のほうが似つかわしいのである。

花氣満山濃似霧

嬌鶯幾鳴不知處

吾樓一刻価千金

不在春宵在春曙

(白柳燕石)

今回の3月号は研究発表会のプログラム・抄録が掲載された。昨年に決定されたことにより、いよいよ12号の機関誌の中に抄録が組み込まれた。しかし、ここに掲載された抄録はあくまでも抄録である、しっかりしたFull Paperを書いて、投稿してほしい。これまでにも申し上げた事であるが、「論文を書く」という事は研究者として、医師としての義務である。おのれの知り得た新知見を、おのれだけで患者さんに施すという事では、かぎりがある。論文にして広く知らしめ、多くの医師が用いれば、その貢献は限りなく広がるのである。世のため、人のために己の得た知見は利用されなければならぬ。

学会のジャーナルとは大変に価値のあるものである。これをすばらしいものに仕上げるには時間がかかる。新年度になって、編集委員会のメンバーの中から高元俊彦先生が抜けることになった。遠い不任地へ赴くことになり、そちらの仕事が忙しくなるからである。委員会は彼のこれまでの功績に

感謝するとともに、しばらくは一人減った九人体制で行くことにする。実のところ谷田信行先生もしばらくは第一線の病院の手助けもしなければならず、私自身も大学内の仕事が猛烈に忙しくなり、苦しいところである。フット、脳裏によぎるのは、今の大学に赴任した最初の5年間のことである。毎日毎日、朝は8時に出勤し夜中の午前2時過ぎに大学から帰路に着くといった日々のことである。毎日毎日装置の改良を工夫し、日中に得た沢山の超音波断層像の写真を一枚一枚プリントし、乾燥する。ストリップチャートの30mのMモード像も、一日に検査した10本以上を夜中になって暗室で現像するのである。検査から写真の乾燥まで一人でやっていたのである。そんなことをどこの大学でもやっていたのである。でも、現在は現在なりに、やらなければならないことがたくさんある。ジャーナルの仕事も、大学の仕事も、研究活動も、17歳の少年の気持ちで続けていく以外にない。このJ Med Ultrasonicsの姿をしっかりしたものにすることを約束した5年目まで、あと2年しかない。編集委員の一層の努力をお願いしたい。

道はつづくよ、先へ先へと、  
戸口より出て、遠くへつづく。  
道はつづくよ、さらに先へと  
道を辿って、わたしは行こう、  
つかれた足をふみしめながら、  
いつかゆきあう、より広い道へ、  
多くの小道と多くの使命が、  
そこに落ちあう、より広い道へ  
そこからさきは、わたしは知らぬ。

(トールキン)

(伊東紘一)

本誌は、文部省より平成8年度科学研究費補助金「研究成果公開促進費」として、373万円を交付されております。

超音波医学

Journal of

Medical Ultrasonics

第24巻 第3号(通巻第154号)

© 1997年3月

—禁転載—

(本体価格2,000円)(本誌講読料は会費中に含まれます。)

平成9年3月15日発行

編集者 (社)日本超音波医学会編集委員会 委員長 伊東紘一

発行者 (社)日本超音波医学会 会長 八木晋一

〒 113 東京都文京区本郷3-23-1

クロセビア本郷3F

TEL 03-3813-5540

印刷所 株式会社 技報堂